

RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication :  
(A n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction).

**2 502 935**

A1

**DEMANDE  
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

**N° 81 06454**

---

(54) Procédé et dispositif de contrôle de la coagulation de tissus à l'aide d'un courant à haute fréquence.

(51) Classification internationale (Int. Cl. 7). A 61 B 17/39.

(22) Date de dépôt..... 31 mars 1981.

(33) (32) (31) Priorité revendiquée :

(41) Date de la mise à la disposition du  
public de la demande..... B.O.P.I. — « Listes » n° 40 du 8-10-1982.

---

(71) Déposant : DOLLEY Roger Armand Constant.

(72) Invention de : Roger Armand Constant Dolley.

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : Bureau D. A. Casalunga, office Josse et Petit,  
8, av. Percier, 75008 Paris.

Procédé et dispositif de contrôle de la coagulation de tissus à l'aide d'un courant à haute fréquence.

La présente invention se rapporte à un procédé de contrôle de la coagulation de tissus à l'aide d'un courant à haute fréquence.

Le fonctionnement des bistouris électriques est basé sur le principe que si on applique un courant à haute fréquence au corps d'un patient, il se produit une élévation de température au niveau de chacune des électrodes d'application du courant; l'élévation de température est d'autant plus importante que la surface de contact de l'électrode est petite. On utilise un courant à haute fréquence pour éviter toute excitation faradique qui se produirait si la fréquence était suffisamment basse pour être ressentie par le patient.

Si l'une des électrodes utilisées est très fine alors que l'autre est de grande surface, l'élévation de température sera considérable au niveau de l'électrode fine et pratiquement inexistante au niveau de l'électrode de grande surface. On obtient ainsi, au niveau de l'électrode fine, un effet de coupe ou un effet de coagulation des tissus, selon la puissance appliquée.

Il est également possible d'obtenir un effet d'électrocoagulation en reliant les deux pôles d'un générateur de courant à haute fréquence à deux électrodes fines appliquées contre le tissu à coaguler dans la zone opératoire. En général, ces deux électrodes sont constituées par les deux branches isolées d'une pince, la coagulation étant limitée à la partie des tissus qui se trouvent entre les deux becs de la pince.

La puissance nécessaire pour ce procédé de coagulation dite "bipolaire" est nettement plus faible que celle nécessaire pour la coagulation dite "monopolaire", utilisant une électrode de grande surface dite électrode indifférente et une électrode fine dite électrode active.

Deux facteurs déterminent la qualité de la coagulation, à savoir l'intensité du courant, d'une part, et le temps de

passage du courant, d'autre part. Jusqu'à présent, l'opérateur effectue le dosage de la puissance et du temps de coagulation. Or, en particulier des variations du temps de coagulation conduisent à des coagulations irrégulières, certaines étant  
5 trop fortes et d'autres trop faibles.

La présente invention a pour objet un procédé de contrôle de la coagulation aussi bien "monopolaire" que "bipolaire" à l'aide de courants à haute fréquence de manière qu'indépendamment de l'action de l'opérateur, toutes les coagulations  
10 soient de qualité égale et optimale.

L'invention a également pour objet un dispositif pour la mise en oeuvre de ce procédé.

Suivant l'invention, on superpose au courant de coagulation à haute fréquence un très faible courant de contrôle  
15 calibré nettement identifiable par rapport au courant de coagulation. Ce courant de contrôle circule donc, comme le courant de coagulation à haute fréquence, soit entre une électrode fine dite électrode active, appliquée contre le tissu à coaguler dans la zone opératoire d'un patient et une  
20 électrode de grande surface dite électrode indifférente en contact avec le patient en dehors de la zone opératoire, soit entre deux électrodes fines dites actives appliquées contre le tissu à coaguler dans la zone opératoire d'un patient. On mesure la variation de l'intensité de ce courant de contrôle  
25 pour déclencher l'arrêt automatique de la coagulation dès que l'intensité du courant de contrôle, qui est fonction de la résistance des tissus en cours de coagulation, atteint une valeur limite inférieure prédéterminée.

En effet, la résistance des tissus à coaguler est faible  
30 au moment où la coagulation commence et cette résistance augmente progressivement au fur et à mesure que les tissus se dessèchent sous l'effet de l'échauffement dû au passage du courant de coagulation. Par conséquent, l'intensité du courant de contrôle superposée au courant de coagulation à haute  
35 fréquence est fonction de la résistance des tissus en cours de coagulation, ce qui permet de déclencher l'arrêt automatique de la coagulation lorsque la résistance des tissus atteint une valeur prédéterminée. Le rôle de l'opérateur se borne ainsi à

déclencher le début de la coagulation, après avoir placé l'électrode active ou les électrodes actives à l'endroit désiré, la coagulation s'arrêtant automatiquement dès qu'elle atteint une valeur optimale prédéterminée.

5 Le dispositif pour la mise en oeuvre du procédé de contrôle conforme à l'invention comprend un générateur de courant de contrôle monté en parallèle avec le générateur de courant de coagulation à haute fréquence, un dispositif de mesure de l'intensité du courant de contrôle, monté en série avec ledit  
10 générateur de courant de contrôle, un dispositif de filtrage entre le circuit à haute fréquence et le circuit à courant continu ou à basse fréquence, et un dispositif d'arrêt du générateur de courant à haute fréquence commandé par ledit dispositif de mesure lorsque l'intensité du courant de con-  
15 trôle atteint une valeur limite inférieure prédéterminée.

En se référant au dessin annexé, on va décrire ci-après un mode de réalisation illustratif et non limitatif d'un dispositif de contrôle conforme à l'invention dans son application au contrôle de la coagulation monopolaire, à l'aide d'une  
20 électrode active et d'une électrode indifférente.

Sur le schéma de la figure unique du dessin, un générateur de courant à haute fréquence 1 est relié, par l'intermédiaire d'un transformateur 2, à une électrode 3 dont le conducteur d'alimentation 4 comporte une fiche 5 branchée de  
25 façon amovible sur une douille 6 reliée à une borne du secondaire du transformateur 2, dont l'autre borne est mise à la masse. Une électrode 7 de grande surface placée sur une table d'opération 8 est reliée par un conducteur 9 se terminant par une fiche 10, de façon amovible à une autre douille 11 qui est  
30 mise à la masse. Un patient 12 sur lequel doit être pratiquée une intervention impliquant de la chirurgie électrique (coupe de tissus par bistouri électrique) et/ou de l'électrocoagulation repose sur la table 8 de manière à se trouver en bon contact avec l'électrode 7.

35 La commande du générateur à haute fréquence 1 s'effectue, selon qu'il s'agit de couper ou de coaguler, à l'aide d'une

pédale de commande de bistouri 13 ou d'une pédale de commande de coagulation 14 reliées par deux conducteurs respectivement 15 et 16 au générateur 1.

Le dispositif conforme à l'invention de contrôle de l'électrocoagulation comprend un générateur de courant de contrôle 17 monté en parallèle avec le secondaire du transformateur 2, de manière que courant  $i_C$  de très faible intensité, calibré et facilement identifiable, du générateur 17 soit superposé au courant  $I_{HF}$  du générateur 1. Un dispositif de mesure 18 de l'intensité du courant  $i_C$  du générateur 17 est monté en série avec ce dernier. Un dispositif de filtrage 19 représenté comme comprenant une impédance 20 et un condensateur 21 assure la séparation des deux courants  $I_{HF}$  et  $i_C$  pour permettre une mesure précise du courant  $i_C$  et éviter la destruction du dispositif de mesure 18 par le courant à haute fréquence.

Le dispositif de mesure 18 est relié à un relais 22 actionnant un contact 23 qui commande l'ouverture et la fermeture du conducteur 16 reliant la pédale de commande de coagulation 14 au générateur de courant à haute fréquence 1. Un interrupteur manuel 24 est monté en parallèle avec le contact 23 pour pouvoir shunter ce dernier.

Lorsque le générateur de courant à haute fréquence 1 est réglé sur la position bistouri (bist.) et est commandé par la pédale de commande de bistouri 13, le dispositif de contrôle conforme à l'invention comprenant le générateur de courant de contrôle 17, le dispositif de mesure 18, le relais 22 et le contact 23 n'est pas en action. Par contre, le dispositif de contrôle est mis en action automatiquement lors du réglage du générateur 1 sur la position coagulation (coag.) et lors de l'ouverture de l'interrupteur 24.

Pour effectuer une coagulation, l'opérateur applique l'électrode 3 à l'endroit auquel il veut réaliser la coagulation et enfonce la pédale 14. Le courant  $I_{HF}$  auquel est superposé le courant  $i_C$  du générateur 17 produit ainsi un échauffement des tissus au niveau de l'extrémité de l'électrode 3, échauffement qui entraîne une coagulation des tissus.

La résistance initialement faible des tissus en contact avec l'électrode 3 augmente progressivement au fur et à mesure que les tissus coagulent, c'est-à-dire se dessèchent. Avec l'augmentation de la résistance des tissus, l'intensité du courant  $i_c$  diminue. Le dispositif de mesure 18 est réglé sur un seuil d'intensité correspondant à un degré de coagulation optimal défini par une résistance déterminée des tissus. Dès que ce seuil est atteint, le dispositif de mesure 18 excite le relais 22 qui ouvre le contact 23, interrompant ainsi la commande du générateur 1, ce qui arrête la coagulation.

En fermant l'interrupteur 24, on peut mettre hors service le dispositif de contrôle, ce qui permet à l'opérateur de doser lui-même les coagulations s'il le désire.

Le dispositif de mesure 18 est établi de manière à autoriser le fonctionnement et provoquer l'arrêt du générateur de courant à haute fréquence 1, lors de la coagulation, en fonction de trois seuils correspondant à trois résistances  $R_1 < R_2 < R_3$  et de la valeur de résistance  $R$  présentée par les tissus du patient.

Si  $R > R_3$  (électrode 3 non appliquée sur les tissus du patient), le dispositif de mesure 18 interdit le fonctionnement du générateur 1, même si la pédale de commande de coagulation 14 est enfoncée.

Si  $R < R_1$  (électrode 3 en contact avec les tissus), le générateur 1 fonctionne lorsque la pédale 14 est actionnée. La coagulation commence et  $R$  augmente progressivement.

Dès que  $R = R_2$  ( $R_2$  étant le seuil de déclenchement de l'arrêt de la coagulation), le dispositif de mesure 18 arrête le générateur 1 sans que l'opérateur n'ait à relâcher la pédale 14.

Pour réarmer le dispositif de contrôle, l'opérateur relève l'électrode 3 mais peut maintenir enfoncer la pédale 14; cela présente d'ailleurs l'avantage pour l'opérateur de pouvoir effectuer plusieurs coagulation en série sans relâcher la pédale, simplement en déplaçant l'électrode 3.

Par contre, l'opérateur reste à tout moment maître de la coagulation qu'il peut arrêter immédiatement, s'il juge nécessaire, en relâchant la pédale 14.

Pour appliquer le dispositif de contrôle tel que représenté et décrit à la coagulation bipolaire qui consiste à utiliser une pince à deux branches isolées dont chacune est reliée à un pôle d'un générateur de courant à haute fréquence, 5 il suffit de relier les deux branches de la pince par deux conducteurs, directement ou indirectement, aux deux douilles 6 et 11.

Seules les caractéristiques générales du dispositif de contrôle conforme à l'invention ont été décrites ci-dessus et 10 représentées sur le dessin schématique annexé. De multiples variantes à la portée de l'homme de l'art sont concevables en ce qui concerne, par exemple, la réalisation du filtre 19, du dispositif de mesure 18 et du dispositif d'arrêt 22, 23, notamment en fonction de la nature du courant de contrôle 15 utilisé. Ce courant peut être, par exemple un courant continu comme dans l'exemple représenté, ou encore un courant alternatif à basse fréquence, un courant alternatif ayant une fréquence nettement plus élevée que celle du courant de coagulation, ou également un courant complexe, par exemple des 20 impulsions codées. Il suffit que ce courant soit de très faible intensité, soit calibré et soit facilement identifiable par rapport au courant de coagulation.

REVENDICATIONS

1. Procédé de contrôle de la coagulation de tissus d'un patient à l'aide d'un courant à haute fréquence fourni par un générateur dont soit un pôle est relié à une électrode fine dite électrode active appliquée contre les tissus à coaguler dans la zone opératoire du patient et l'autre à une électrode de grande surface dite électrode indifférente, en contact avec le patient en dehors de la zone opératoire, soit les deux pôles sont reliés à deux électrodes fines appliquées contre les tissus à coaguler dans la zone opératoire du patient, caractérisé par le fait qu'on superpose au courant de coagulation à haute fréquence un courant de contrôle de très faible intensité, calibré, nettement identifiable par rapport au courant de coagulation, et qu'on mesure la variation de l'intensité de ce courant de contrôle pour déclencher l'arrêt de la coagulation dès que l'intensité du courant de contrôle, qui est fonction de la résistance des tissus en cours de coagulation, atteint une valeur limite inférieure prédéterminée.
2. Dispositif pour la mise en oeuvre du procédé suivant la revendication 1, caractérisé par le fait qu'il comprend un générateur de courant de contrôle monté en parallèle avec le générateur de courant de coagulation à haute fréquence, un dispositif de mesure de l'intensité du courant de contrôle, monté en série avec ledit générateur de courant de contrôle, un dispositif de filtrage séparant le courant de coagulation du courant de contrôle, et un dispositif d'arrêt automatique du générateur de courant de coagulation, commandé par le dispositif de mesure du courant de contrôle lorsque l'intensité de ce courant atteint une valeur limite inférieure prédéterminée.



1/1

